

This Page Is Inserted by IFW Operations  
and is not a part of the Official Record

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning documents *will not* correct images,  
please do not report the images to the  
Image Problem Mailbox.**



⑮ **BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND**



**DEUTSCHES  
PATENT- UND  
MARKENAMT**

⑫ **Offenlegungsschrift**  
⑩ **DE 197 34 717 A 1**

⑤① Int. Cl.<sup>6</sup>:  
**H 05 G 1/64**  
A 61 B 6/14

⑳ Aktenzeichen: 197 34 717.7  
㉑ Anmeldetag: 11. 8. 97  
㉒ Offenlegungstag: 25. 2. 99

**DE 197 34 717 A 1**

⑦① **Anmelder:**  
Sirona Dental Systems GmbH, 64625 Bensheim, DE  
  
⑦④ **Vertreter:**  
Patent- und Rechtsanwälte Bardehle, Pagenberg,  
Dost, Altenburg, Geissler, Isenbruck, 68165  
Mannheim

⑦② **Erfinder:**  
Bonk, Roland, Dipl.-Ing. (FH), 76297 Stutensee, DE;  
Zeller, Uwe, Dipl.-Ing., 61267 Neu-Anspach, DE

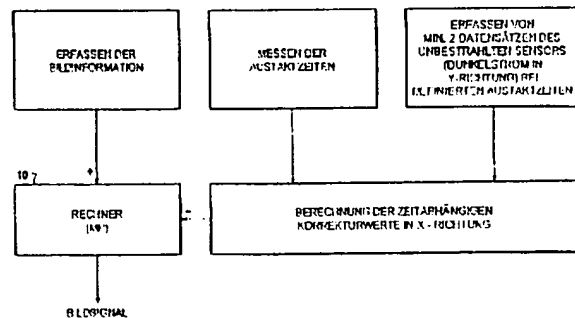
⑤⑤ **Entgegenhaltungen:**  
DE 1 97 25 678 A1  
EP 02 29 308 A1

**Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen**

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤④ **Verfahren zur Kompensation des Dunkelstroms bei der Erstellung von zahnärztlichen Panorama- und/oder cephalometrischen Schichtaufnahmen**

⑤⑦ Es wird ein Verfahren zur Kompensation des Dunkelstroms bei Betrieb eines digitalen Röntgendiagnostikgerätes mit elektronischem Sensor zur Erstellung von zahnärztlichen Panorama- und/oder cephalometrischen Schichtaufnahmen vorgeschlagen, bei dem vor Beginn oder am Ende einer Aufnahme mit Strahlung der Sensor ohne Strahlung mit wenigstens zwei unterschiedlichen Integrationszeiten ausgetastet wird, und bei dem anschließend die ausgetasteten Informationen zur Berechnung von Grundparametern herangezogen werden. Mit den Grundparametern wird sodann eine Korrektur des mit dem Störsignal überlegerten Bildsignals vorgenommen.



**DE 197 34 717 A 1**

## Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Kompensation des Dunkelstroms bei der Erstellung von zahnärztlichen Panorama- und/oder cephalometrischen Schichtaufnahmen mit einem Röntgendiagnostikgerät, welches eine Dreheinheit mit einer Strahlenquelle und einer diametral dazu angeordneten Detektoranordnung mit elektronischem Sensor, vorzugsweise einem CCD-Sensor, enthält.

In der zahnärztlichen Röntgendiagnostiktechnik ist es bekannt, bei Panorama- oder cephalometrischen Röntgenschnittaufnahmen anstelle eines Films mit Verstärkerfolie einen strahlensensitiven (CCD-)Sensor einzusetzen und durch eine besondere Betriebsart des Sensors (TDI: Time Delay and Integration) die Funktion des bewegten Filmes elektronisch "nachzubilden", indem die durch die Belichtung erzeugten Ladungspunkte des Sensors entsprechend weitergetaktet werden, während ständig neue Ladungen hinzukommen.

Der Röntgensensor besteht konstruktiv in der Regel aus mehreren, mit minimalem Abstand angeordneten (CCD-)Elementen. Dem durch Röntgenstrahlung erzeugten Bildsignal sind verschiedene Störsignale überlagert. Die dominierende Beeinträchtigung des Signals erfolgt durch das zeit- und temperaturabhängige Generieren von Ladungsträgern im Sensor, das in der einschlägigen Literatur als Dunkelstrom bezeichnet wird. Das generierte Dunkelstromsignal ist sowohl vom eingesetzten Sensor als auch von den einzelnen Pixeln des Sensors abhängig; das Dunkelstromsignal ist damit ortsabhängig [y]. Weiterhin ist dieses Signal von der Integrationszeit und dadurch auch von der variablen Umlaufgeschwindigkeit des Drehsystems abhängig und somit zeitabhängig [x].

Bisher kann man eine Korrektur des Dunkelstroms dadurch erzielen, indem man zu Beginn und Ende einer Aufnahme eine Dunkelstrominformation aus den Randzonen des Sensors erfaßt. Aus den so gewonnenen Daten kann man für jede Zeile einen Korrekturwert berechnen. Von jedem Pixel einer Zeile subtrahiert man anschließend den dazugehörigen (konstanten) Wert. Nachteil dieser Dunkelstromkorrektur ist, daß Schwankungen der Integrationszeit, und damit die zeitabhängige Änderung des Dunkelstromes, nicht berücksichtigt werden. Es können somit in Abhängigkeit vom verwendeten CCD-Sensor signifikante Bildartefakte auftreten.

Eine weitere bekannte Methode zur Dunkelstromkorrektur ist die Subtraktion einer kompletten Dunkelstromaufnahme. Dazu wird zusätzlich zur Bildaufnahme eine Dunkelstromaufnahme durchgeführt und von der Strahlungsaufnahme subtrahiert. Obgleich eine solche Methode gute Ergebnisse liefert, ist sie für die eingangs erwähnten Panorama- und cephalometrischen Aufnahmen nicht anwendbar, da durch das Dunkelstrombild und des damit verbundenen zusätzlich erforderlichen Speicheraufwandes sich die Kosten in unangemessener Weise erhöhen würden. Außerdem würde sich der Aufnahmeablauf durch die erforderliche Wartezeit, die durch die Erzeugung der Positionsimpulse notwendig ist, verzögern.

Ziel der vorliegenden Erfindung ist es, demgegenüber eine verbesserte Lösung einer Kompensation des Dunkelstromes zu erzielen.

Erfindungsgemäß wird vor Beginn oder am Ende einer Aufnahme mit Strahlung der Sensor ohne Strahlung mit wenigstens zwei unterschiedlichen Integrationszeiten ausgetaktet. Anschließend werden die ausgetakteten Informationen einer Berechnung durch Abschätzung herangezogen und damit ein für jeden Bildpunkt verfügbares Signal (berechnetes Dunkelstromsignal) bestimmt. Dieses Signal wird

schließlich zur Bildkorrektur verwendet.

Das Dunkelstromverhalten eines Pixels wird dabei durch eine Näherung definiert und der Dunkelstromwert eines Pixels in Abhängigkeit von der Integrationszeit als Gleichung erster Ordnung, die durch zwei Stützstellen definiert ist, bzw. als Ausgleichsfunktion höherer Ordnung, sofern mehr als zwei Stützstellen erfaßt werden, ausgedrückt.

Zur Ermittlung der Integrationszeiten der einzelnen Bildspalten werden die Zeiten der Austaktimpulse und damit die Austaktfrequenz erfaßt und festgehalten. Die Integrationszeit einer Bildspalte im TDI-Betrieb ist die Summe der jeweils letzten (n) ermittelten Austaktzeiten, wobei (n) hierbei die Anzahl der Pixel in TDI-Richtung definiert. Die Anzahl der Austaktzeiten ist abhängig von der Breite des Sensors und damit von der Anzahl der Pixel in einer Spalte. Bei einem fiktivem Sensor von beispielsweise 66 Pixeln Breite (in TDI-Richtung) ergeben sich 66 Austaktimpulse. Die Integrationszeiten werden für jede Bildzeile aus vorhergehenden 66 Austaktzeiten berechnet und gespeichert.

Anhand der Fig. 1 bis 3 wird der Ablauf näher erläutert.

Die Fig. 1 zeigt in einer Prinzipdarstellung ein zahnärztliches Röntgendiagnostikgerät zur Erstellung von Panorama-Schichtaufnahmen, nachfolgend kurz mit PAN-Aufnahmen bezeichnet. Das Gerät enthält eine in der Höhe verstellbare Tragsäule 1, an der eine Dreheinheit 2 gehalten ist, die Träger einerseits einer Röntgenstrahlenquelle 3 mit Primärblende 6 und diametral dazu andererseits einer Detektoranordnung 4 ist. Mit 5 ist eine Kopfhalt- und Positioniereinrichtung bezeichnet, mit der in bekannter Weise der Patientenkopf in einer definierten Position fixiert werden kann. Aufbau sowie Verstellmöglichkeiten der Dreheinheit und der Kopfhalt- und Positioniereinrichtung sind bekannt und beispielsweise in der EP-0 229 308 beschrieben.

Die Detektoranordnung 4 enthält drei in einem geringen Abstand übereinander angeordnete, röntgensensitiven CCD-Elemente 7 bis 9 (Fig. 2) bestimmter Breite (B) und Länge (L). Für PAN-Aufnahmen beträgt die CCD-Breite (x-Richtung) typischerweise 5 bis 10 mm, die Sensorlänge (y-Richtung) insgesamt 150 mm. Die TDI-Richtung, in der die Ladungspakete innerhalb des CCD's transportiert werden, ist durch einen Pfeil angegeben.

Wie aus dem Ablaufschema nach Fig. 3 hervorgeht, werden die erfaßten Bildinformationen, d. h. die ausgetakteten Bildsignale mit den Störsignalen, ausgelesen und in einen Rechner 10 gegeben. Gleichzeitig werden die dazugehörigen Austaktzeiten gemessen und festgehalten. Wie bereits angesprochen, werden vor Beginn einer Aufnahme oder nach einer Aufnahme mindestens zwei Datensätze vom unbestrahlten Sensor bei definierten Austaktzeiten erfaßt. Die so gewonnenen Informationen werden einer Berechnung durch Abschätzung unterzogen, wobei dabei ein für jeden Bildpunkt berechnetes Dunkelstromsignal bestimmt wird. In Verbindung mit den Austaktzeiten werden zeitabhängige Korrekturwerte ermittelt und dem Rechner 10 zur Kompensation des Dunkelstromes zur Verfügung gestellt. Der Rechner liefert sodann im Dunkelstromverhalten verbesserte Bildsignale, welche in bekannter Weise zu einem Bild aufbereitet werden, das in bekannter Weise auf einem Monitor wiedergegeben werden kann.

## Patentansprüche

Verfahren zur Kompensation des Dunkelstroms eines Sensors, vorzugsweise eines CCD-Sensors, bei der Erstellung von zahnärztlichen Panorama- und/oder cephalometrischen Schichtaufnahmen mit einem Röntgendiagnostikgerät, welches eine Dreheinheit (2) mit einer Strahlenquelle (3) und einer diametral dazu ange-

ordneten Detektoranordnung (4) mit elektronischem Sensor enthält, **dadurch gekennzeichnet**, daß vor Beginn oder am Ende einer Aufnahme mit Strahlung der Sensor ohne Strahlung mit wenigstens zwei unterschiedlichen Integrationszeiten ausgetaktet wird, daß anschließend die ausgetakteten Informationen zur Berechnung von Grundparametern herangezogen werden, und daß ferner mit den Grundparametern eine Korrektur des mit dem Störsignal überlagerten Bildsignals vorgenommen wird.

---

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

---

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

- Leerseite -

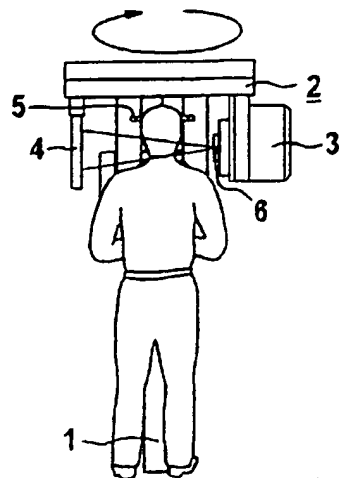


FIG 1

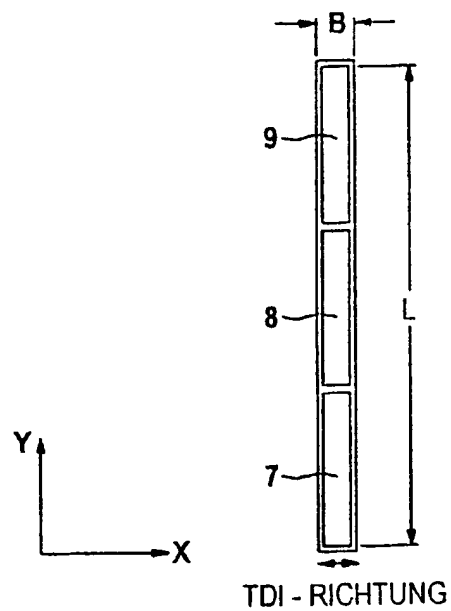


FIG 2

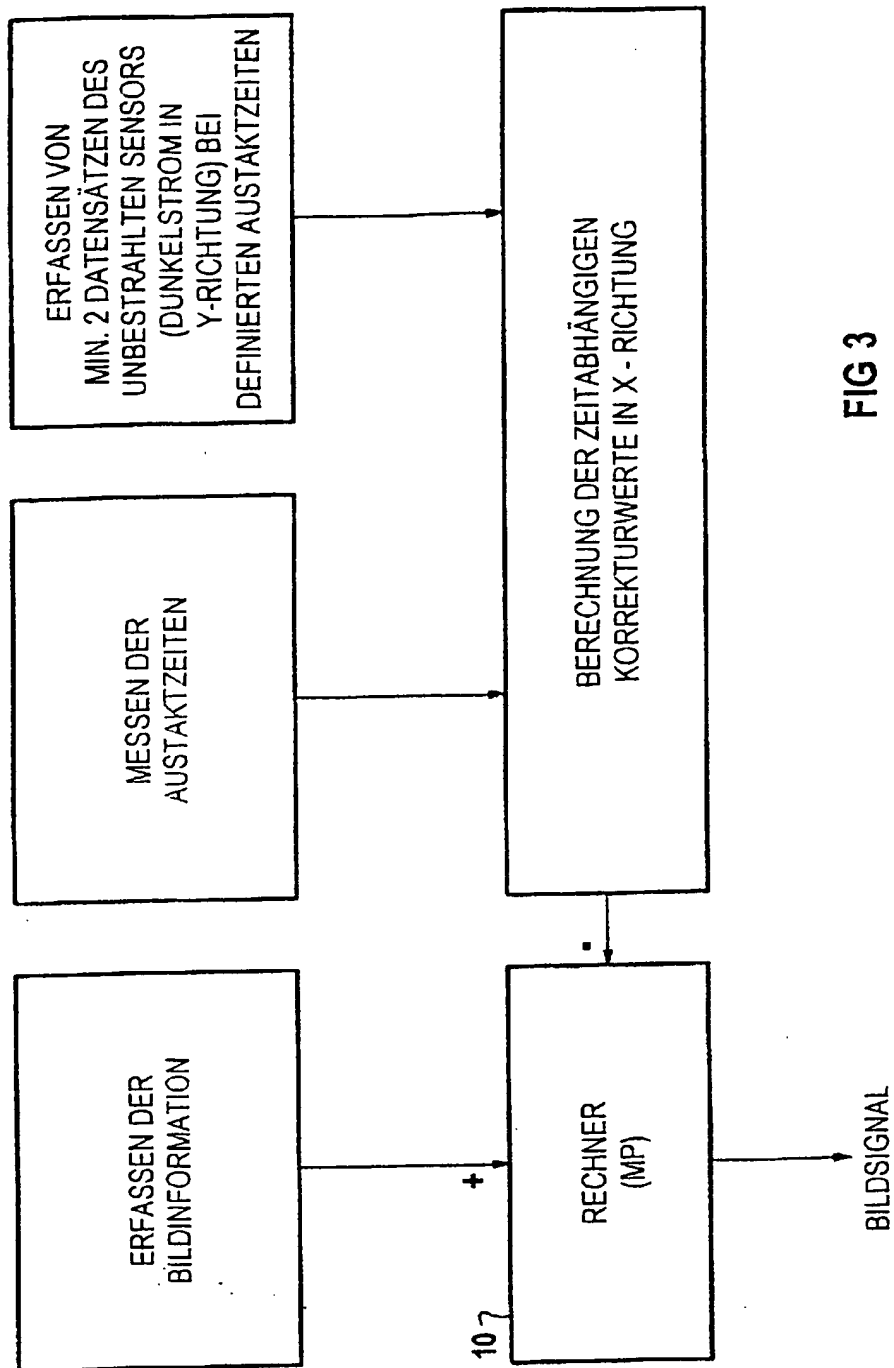


FIG 3

## DE 197 34,717 A1

## Patent claim

Process for the compensation of the dark current of a sensor, preferably a CCD sensor, in the preparation of dental panoramic and/or cephalometric sectional images with an x-ray diagnostic device, which contains a rotating unit (2) with a radiation source (3) and a detector arrangement (4) with electronic sensor arranged diametrically thereto, **is characterized** in that prior to the beginning or at the end of an imaging with radiation, the sensor is taken out of the cycle without radiation at least at two different integration times in such a way that the cycled-out information can then be drawn upon for calculating basic parameters, and that further, a correction of the image signal, which is superimposed by the interference signal, is conducted by means of the basic parameters.